

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(11) 1-86958 (A) (43) 31.3.1987 (19) JP

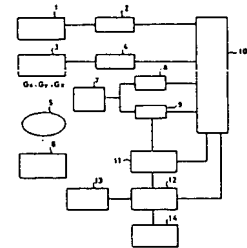
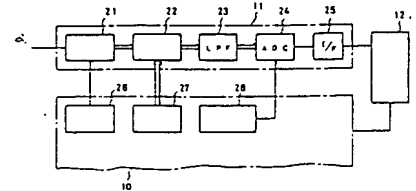
(21) Appl. No. 62-244355 (22) 30.9.1987

(71) TOSHIBA CORP (72) KOZO SATO

(51) Int. Cl.⁴ A61B10/00, G01N24/08

PURPOSE: To enhance diagnostic efficiency, by adding three circuits, that is, a circuit for correcting the base line of a magnetic resonance signal, a circuit for correcting the sampling point of the magnetic resonance signal and a circuit for correcting the phase of a reference wave for detecting the phase of the magnetic resonance signal.

CONSTITUTION: A static magnetic field magnet 1 and a gradient magnetic field forming coil 3 uniformly apply a static magnetic field and a gradient magnetic field to an object 5 to be examined. A high frequency magnetic field is further applied to the object 5 to be examined from a probe 7 under the control of a system controller 10 and the magnetic resonance signal received by the probe 7 is sent to a computer 12 through a data collecting part 11 and subjected to image reconstituting processing to be displayed on an image display 14. A reference wave phase correcting circuit 26 for correcting the phase of the reference wave supplied to an orthogonal phase detecting circuit 21, a base line correcting circuit 27 and a sampling point correcting circuit 28 for controlling the delay of the sampling clock supplied to an A/D converter 24 are provided to the system controller 10 and, since a reconstituted image by magnetic resonance can be obtained only by Fourier transform, a reconstituting time is shortened and diagnostic efficiency is enhanced.



2: exciting power supply, 4: drive circuit, 5: transmitting part, 6: bed, 9: receiving part, 13: console, 22: video amplifier, a: from receiving part 9

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(11) 1-86959 (A) (43) 31.3.1989 (19) JP

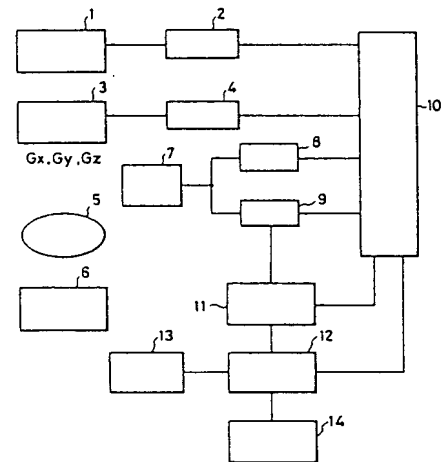
(21) Appl. No. 62-244356 (22) 30.9.1987

(71) TOSHIBA CORP (72) SHIGEHIDE KUHARA

(51) Int. Cl.⁴ A61B10/00, G01N24/08

PURPOSE: To obtain a good image by the simple control of a system, by detecting and storing the peak positions of a plurality of echo signals in such a state that a phase encoding gradient magnetic field is not applied and reconstituting an image on the basis of a predetermined number of sampling data centering around said positions.

CONSTITUTION: When a sequence for high speed imaging is performed in such a state that no phase encoding gradient magnetic field is applied, an echo signal of a similar waveform is obtained at every reversal by the switching of a reading gradient magnetic field and the peak position of the echo signal is detected. When this peak position is stored and a predetermined number of sampling data are used in the reconstitution of an image centering around said peak position, a correct reconstitution result is obtained even when the peak position is shifted. When feedback is applied to the drive source of a gradient magnetic field forming coil 3 on the basis of the peak position to automatically adjust the timing or positive/negative amplitude value of the switching of a reading gradient magnetic field, offset or the like, a peak interval becomes constant. Therefore, the complicated control of the system is unnecessary and a correct reconstituted image is obtained.



1: static magnetic field magnet, 2: exciting power supply, 4: drive circuit, 5: object to be examined, 6: bed, 7: probe, 8: transmitting part, 9: receiving part, 10: system controller, 11: data collecting part, 12: computer, 13: console, 14: image display

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(11) 1-86960 (A) (43) 31.3.1989 (19) JP

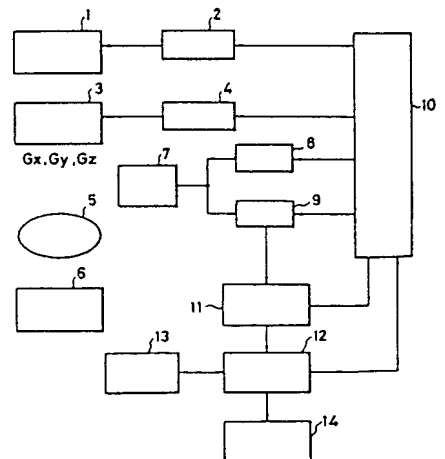
(21) Appl. No. 62-244357 (22) 30.9.1987

(71) TOSHIBA CORP (72) SHIGEHIDE KUHARA

(51) Int. Cl.⁴ A61B10/00, G01N24/08

PURPOSE: To remove the strain of an image by the waveform of a gradient magnetic field at the time of high speed imaging, by reconstituting an image on the basis of the sampling data of a magnetic resonance signal obtained during a steady period except the periods of the rising and falling parts of a reading gradient magnetic field.

CONSTITUTION: A static magnetic field magnet 1 and a gradient magnetic field forming coil 3 uniformly apply a static magnetic field and a gradient magnetic field to an object 5 to be examined. A high frequency magnetic field is further applied to the object 5 to be examined from a probe 7 under the control of a system controller 10 and the echo signal received by the probe 7 is sent to a computer 12 to be subjected to image reconstituting processing and displayed on an image display 14. The switching waveform of a reading gradient magnetic field generates waveform at rising and falling parts to become the strain of an image. The reconstitution of an image is performed only during a steady period except the rising and falling parts. As a result, a good reconstituted image having no strain is obtained.



2: exciting power supply, 4: drive circuit, 6: bed, 8: transmitting part, 9: receiving part, 11: data collecting part, 13: console

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭64-86959

⑬ Int.Cl.⁴

A 61 B 10/00
G 01 N 24/08

識別記号

3 2 0

庁内整理番号

U-7437-4C
Y-7621-2G

⑭ 公開 昭和64年(1989)3月31日

審査請求 未請求 発明の数 2 (全6頁)

⑮ 発明の名称 磁気共鳴映像装置

⑯ 特 願 昭62-244356

⑰ 出 願 昭62(1987)9月30日

⑱ 発 明 者 久 原 重 英 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝総合
研究所内

⑲ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

⑳ 代 理 人 弁理士 鈴 江 武 彦 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

磁気共鳴映像装置

2. 特許請求の範囲

(1) 一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場およびスライス用勾配磁場をパルス的に印加して所定のスライス面を励起した後、読出し用勾配磁場をスイッチングさせて印加するとともに、読出し用勾配磁場と直交する方向に位相エンコード用勾配磁場を印加することにより、スライス面の画像再構成に必要な磁気共鳴に基づく複数のエコー信号を収集しサンプリングするデータ収集手段と、この手段により得られたサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう画像再構成手段とを備えた磁気共鳴映像装置において、前記位相エンコード用勾配磁場を印加しない状態で得られた複数のエコー信号のピーク位置を検出する手段と、この手段により検出されたピーク位置を記憶する記憶手段とを有し、前記データ収集手段は前記画像再構成に必要なデータ数より多いサンプリングデータを生成し、前記画像再構成手段はこれらのサンプリングデータのうち記憶手段により記憶されたピーク位置を中心とした所定個数のサンプリングデータを用いて画像再構成を行なうことを特徴とする磁気共鳴映像装置。

(2) 一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場およびスライス用勾配磁場をパルス的に印加して所定のスライス面を励起した後、読出し用勾配磁場をスイッチングさせて印加するとともに、読出し用勾配磁場と直交する方向に位相エンコード用勾配磁場を印加することにより、スライス面の画像再構成に必要な磁気共鳴に基づく複数のエコー信号を収集しサンプリングするデータ収集手段と、この手段により得られたサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう画像再構成手段とを備えた磁気共鳴映像装置において、前記位相エンコード用勾配磁場を印加しない状態で得られた複数のエコー信号のピーク位置を検出する手段と、この手段により検出されたピーク位置に基づいて該ピーク位置の間隔が一定となるように前記

読出し用勾配磁場を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴映像装置。

(8) 制御手段は読出し用勾配磁場のスイッチングのタイミング、正負の振幅値およびオフセットの少なくとも一つを変化させるものであることを特徴とする特許請求の範囲第2項記載の磁気共鳴映像装置。

3. 発明の詳細な説明

[発明の目的]

(産業上の利用分野)

本発明は磁気共鳴映像装置に係り、特に被検体内の画像データを高速で収集する磁気共鳴映像装置に関する。

(従来の技術)

磁気共鳴映像法は既に良く知られているように、固有の磁気モーメントを持つ核の集団が一律な静磁場中に置かれたときに、特定の周波数で回転する高周波磁場のエネルギーを共鳴的に吸収する現象を利用して、物質の化学的および物理的な微視的情報を映像化する手法である。

用勾配磁場 G_r と直交する方向に位相エンコード用勾配磁場 G_θ を静的に印加する。

一方、高速フーリエ法は位相エンコード用勾配磁場 G_θ が読出し用勾配磁場 G_r の反転毎にパルス的に印加される点がエコーブラナー法と異なっている。

これらの方法によれば、 90° 高周波パルスによって励起されたスライス面内の磁化が横磁化の緩和現象により緩和する時間内に、読出し用勾配磁場を高速にスイッチングさせることにより磁気共鳴に基づくエコー信号(マルチエコー)を生じさせ、スライス面の画像データを収集することができ、高速イメージングが可能である。

このような高速イメージングにおいて正しい画像再構成を行なうためには、エコー信号のピーク位置が等間隔でなければならない。等間隔でないエコー信号を正しくサンプリングして収集することができず、正しい再構成画像が得られなくなるからである。エコー信号のピークは、信号の位相が零、すなわち第2図において読出し用勾配磁

場の磁気共鳴映像法では、超音波診断装置やX線CT等の他の医用画像診断装置に比べデータの収集時間が非常に長くなる。従って、被検体の呼吸等の動きによってアーチファクトを生じたり、動きのある心臓や血管系の映像化が難しいという問題がある。また、撮影時間が長くなるため、被検者に与える苦痛も大きい。

そこで、磁気共鳴映像法において高速に画像を再構成する方法として、Mansfieldによるエコーブラナー法や、Hutclisonらによる高速フーリエ法等が提案されている。

第3図はエコーブラナー法による画像データ収集のためのパルスシーケンスを示したもので、高周波磁場 R_F として、選択励起用 90° 高周波パルス印加すると同時に、スライス用勾配磁場 G_s を印加してスライス面内の磁化を選択的に励起した後、さらに 180° 高周波パルス印加してから、スライス面に平行な方向に読出し用勾配磁場 G_r を高速に複数回スイッチングさせて印加し、同時にスライス用勾配磁場 G_s と平行で、且つ読出し

場 G_r の正の波形の面積 S_{1a} と負の波形の面積 S_{1-1b} ($i=1, 2, \dots, n$) が等しくなる時刻で生じるため、読出し用勾配磁場 G_r のスイッチング波形が実線で示すような理想的な矩形波であれば、エコー信号のピーク位置は $T_{p1}, T_{p2}, \dots, T_{pn}$ のように正負の各々の期間の中間位置となり、その間隔は一定となる。

しかしながら、実際には勾配磁場生成コイルのインダクタンスや、勾配磁場生成コイルの付近にある金属体に誘起される渦電流の影響により、読出し用勾配磁場 G_r のスイッチング波形は理想的な矩形波とはならず、第2図に破線で示すように立上りおよび立下りがなまった波形となる。さらに、読出し用勾配磁場 G_r は勾配磁場生成コイルの駆動電源に起因する正負の振幅値 G_+, G_- の差や、オフセット等もある。こうした読出し用勾配磁場 G_r の波形なまりや正負の振幅差およびオフセット等により、エコー信号のピーク位置は第2図において $\Delta r_1, \Delta r_2, \dots, \Delta r_n$ のように正規の位置 $T_{p1}, T_{p2}, \dots, T_{pn}$ からずれてしまい、そ

の結果として間隔が不均一となる。または、マルチエコーが消失してしまうということが起こる。

そこで、従来ではエコー信号のピーク位置が一定の間隔となるように読出し用勾配磁場のスイッチングの一つ一つのタイミングや、正負の振幅、オフセット等を調整していたが、これらの調整には多大の労力を必要とする。

(発明が解決しようとする問題点)

このように従来の高速イメージング法では、読出し用勾配磁場の波形なまり、正負の振幅差およびオフセット等に対して正しい画像再構成を行なうために、エコー信号のピーク位置の間隔を一定にするための煩雑なシステム調整を必要とするという問題があった。

本発明は高速イメージングにおいて煩雑なシステム調整を必要とすることなく、良好な再構成画像を得ることができる磁気共鳴映像装置を提供することを目的とする。

[発明の構成]

(問題点を解決するための手段)

本発明は一様な静磁場中に置かれた被検体に

号のピーク位置を検出し、このピーク位置の間隔が一定となるように読出し用勾配磁場を制御するようにしたものである。

(作用)

位相エンコード用勾配磁場を印加しない状態で高速イメージングのためのシーケンスを行なうと、読出し用勾配磁場のスイッチングによる反転毎に相似波形のエコー信号が得られるので、エコー信号のピーク位置が容易に検出される。この検出されたエコー信号のピーク位置を記憶しておき、そのピーク位置を中心として所定個数のサンプリングデータを画像再構成に用いれば、ピーク位置がずれていてもエコー信号成分のサンプリングデータのみに基づいた正しい再構成結果が得られる。

一方、上記のようにして検出されたエコー信号のピーク位置に基づいて勾配磁場生成コイルの駆動源にフィードバックをかけて、読出し用勾配磁場のスイッチングのタイミングや正負の振幅値、オフセット等を自動調整すれば、エコー信号のピークの間隔が一定となる。

高周波磁場およびスライス用勾配磁場をパルス的に印加して所定のスライス面を励起した後、読出し用勾配磁場をスイッチングさせて印加するとともに、読出し用勾配磁場と直交する方向に位相エンコード用勾配磁場を印加することにより、スライス面の画像再構成に必要な磁気共鳴信号を収集してサンプリングし、そのサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なう磁気共鳴映像装置において、位相エンコード用勾配磁場を印加しない状態で得られた複数のエコー信号のピーク位置を検出する手段と、この手段により検出されたピーク位置を記憶する記憶手段とを有し、この記憶手段により記憶されたピーク位置を中心とした所定個数のサンプリングデータに基づいて画像再構成を行なうようにしたものである。この場合、データ収集手段は画像再構成に必要なデータ数より多いサンプリングデータを生成しておく。

また、本発明は上記と同様な基本構成を持つ磁気共鳴映像装置において、位相エンコード用勾配磁場を印加しない状態で得られた複数のエコー信

(実施例)

第1図は本発明の一実施例に係る磁気共鳴映像装置の構成を示す図である。

同図において、静磁場磁石1および勾配磁場生成コイル3はシステムコントローラ10により制御される励磁用電源2および駆動回路4によってそれぞれ駆動され、寝台6上の被検体5(例えば人体)に対して一様な静磁場と、注目する所望の断面(スライス面)内の直交する x 、 y の二方向、およびそれに垂直な z 方向に磁場強度がそれぞれ変化する勾配磁場を印加する。なお、本実施例では以後 z 方向に印加する勾配磁場をスライス用勾配磁場 G_s 、 x 方向に印加する勾配磁場を読出し用勾配磁場 G_r 、 y 方向に印加する勾配磁場を位相エンコード用勾配磁場 G_a として説明する。

被検体5にはさらにシステムコントローラ10の制御の下で、送信部8からの高周波信号によりプローブ7から発生される高周波磁場が印加される。本実施例においては、プローブ7を高周波磁場の発生のための送信コイルと、被検体5内の各

程の原子核に関する磁気共鳴信号を受信する受信コイルとに共用しているが、送信および受信コイルを別々に設けてもよい。

プローブ7により受信された磁気共鳴信号(エコー信号)は、受信部9で増幅および検波された後、システムコントローラ10の制御の下でデータ収集部11に送られる。データ収集部11では受信部9を介して取出された磁気共鳴信号をシステムコントローラ10の制御の下で収集し、それをA/D変換器によりサンプリングしデジタル化した後、電子計算機12に送る。

電子計算機12はコンソール13により制御され、データ収集部11から入力されたエコー信号のサンプリングデータについてフーリエ変換によって画像再構成処理を行ない、画像データを得る。また、電子計算機12はシステムコントローラ10の制御をも行なう。電子計算機12により得られた画像データは画像ディスプレイ14に供給され、画像表示される。

本発明における被検体5内のスライス面の画像

ない状態で得られたエコー信号の波形は、各々ピークが一個であるため、そのピーク位置を検出することは容易である。

このようにして検出されたエコー信号のピーク位置の情報が、計算機12内のメモリアレイ等によって記憶される。

次に、第3図のパルスシーケンスを用いて実際にスライス面の画像化を行なう場合は、エコー信号のサンプリングデータを画像再構成に必要なデータ数より多くとり(時間幅に換算して $2T_a$ とする)、これらのサンプリングデータのうち、上記の記憶されたエコー信号のピーク位置を中心として $\pm T_b$ ($T_b < T_a$)の期間のサンプリングデータを用いて画像再構成を行なう。

このようにすれば、読出し用勾配磁場 G_r の波形なまり等によってエコー信号のピーク位置がずれても、常にピーク位置を中心としたエコー信号のサンプリングデータを用いて、正しい画像再構成を行なうことができる。この場合、従来必要とした読出し用勾配磁場 G_r についての煩雑なシス

データを収集するためのパルスシーケンスは、第4図に示したエコープランナー法または高速フーリエ法が用いられる。このパルスシーケンスはシステムコントローラ10によって制御される。

ここで、本発明の特許請求の範囲第1項に対応する第1の実施例においては、第3図のパルスシーケンスを実行する前に、高周波磁場RFとスライス用勾配磁場 G_s および読出し用勾配磁場 G_r を第3図のように印加するが、位相エンコード用勾配磁場 G_o を印加しないパルスシーケンスを行なう。この場合、エコー信号としては第2図にSig.'で示すように、 T_2^* の時定数で振幅が減衰する互いに相似形の信号が得られる。なお、 T_2^* は静磁場強度の不均一性を考慮した横緩和時間である。そして、これらのエコー信号のピーク位置(時間軸上の位置)が検出される。このピーク位置の検出は計算機12内でソフトウェア処理により行なってもよいし、データ収集部11あるいは受信部9内でハードウェアにより行なってもよい。位相エンコード用勾配磁場 G_o を印加し

テム調整は不要となる。

一方、上述した第1の実施例の手法を用いても、エコー信号のピーク位置の正規の位置からのずれが大きく、余分にとっておいたサンプリングデータでは画像再構成に必要なデータが確保できない場合や、データ収集時間の制限から余分にとるサンプリングデータのデータ数を少なくしなければならぬ場合は、本発明の特許請求の範囲第2項に対応する第2の実施例に従い、ハードウェア的手法によりフィードバック制御を用いてエコー信号のピーク位置そのものを補正すればよい。

すなわち、第2の実施例においては第1の実施例と同様に第3図のパルスシーケンスを実行する前に、第3図における位相エンコード用勾配磁場 G_o を印加しないパルスシーケンスにより、第2図にSig.'で示すエコー信号列が得られ、さらにこれらのエコー信号のピーク位置が検出される。

第2図において、こうして検出されたエコー信号のピーク位置の正規の位置からのズレが ΔT_i ($i=1,2,\dots,n$)であったとする。今、読出し用

勾配磁場 G_r の正の振幅を G_+ 、負の振幅を G_- とし、スイッチングに伴う反転のタイミングを τ_i とする。前述したように、エコー信号のピークが生じる位置は読出し用勾配磁場 G_r の正の波形の面積 S_{1a} と負の波形の面積 S_{1-1b} ($i=1, 2, \dots, n$) が等しくなる時刻である。この $S_{1a} = S_{1-1b}$ の条件を満たすには、 τ_i または G_+ 、 G_- あるいはオフセットを調整すればよい。具体例として、 G_+ 、 G_- は各エコー信号について全て同一とし、スイッチングのタイミング τ_i のみを調整する場合について述べる。

1 番目のエコー信号のピークは ΔT_1 のずれを生じており、これを $(\tau_1 + \Delta t_1)$ とすることで補正を行なうとする。1 番目のエコー信号のピークは正の振幅を持っていたとすると、

$$-\Delta \tau_1 \cdot G_+ - \Delta t_1 \cdot G_+ = \Delta t_1 \cdot G_- + \Delta \tau_{1-1} \cdot G_-$$

より、

$$\Delta t_1 = -(\Delta \tau_1 \cdot G_+ + \Delta \tau_{1-1} \cdot G_-) / (G_+ + G_-)$$

となる。従って、 Δt_1 の値を計算機 12 におい

て印加しない状態で高速イメージングのためのシーケンスを行なってエコー信号のピーク位置を検出し、これを記憶した後そのピーク位置を中心として所定個数のサンプリングデータを取り出して画像再構成に用いるか、または検出されたエコー信号のピーク位置に基づいて読出し用勾配磁場のスイッチングのタイミングや正負の振幅値、オフセット等を制御してエコー信号のピークの間隔を一定にすることにより、高速イメージングにおいて煩雑なシステム調整を必要とすることなく、正しい再構成画像を得ることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例に係る磁気共鳴映像装置の構成を示すブロック図、第2図は本発明において位相エンコード用勾配磁場を印加しない高速イメージングのシーケンスによって得られるエコー信号と読出し用勾配磁場との関係を示す図、第3図は本発明で使用する高速イメージングの一手法であるエコープラナー法のパルスシーケンスを示す図である。

て計算し、読出し用勾配磁場 G_r を制御するシステムコントローラ 10 内のパルスシーケンサの動作タイミングを制御すればよい。理想的には1回の制御で $\Delta \tau_i$ のずれをなくすることができるが、 $\Delta \tau_i$ が大きい場合には同様の制御を数回繰返せばよい。

本発明は上記実施例以外にも種々の変形実施が可能である。例えば第2の実施例では読出し用勾配磁場 G_r のスイッチングのタイミングを制御したが、正負の振幅 G_+ 、 G_- や、オフセット等を制御してもよく、これら3つのパラメータの2つ以上を同時に制御してもよい。

また、第1の実施例と第2の実施例とを組合わせて実施することも可能である。

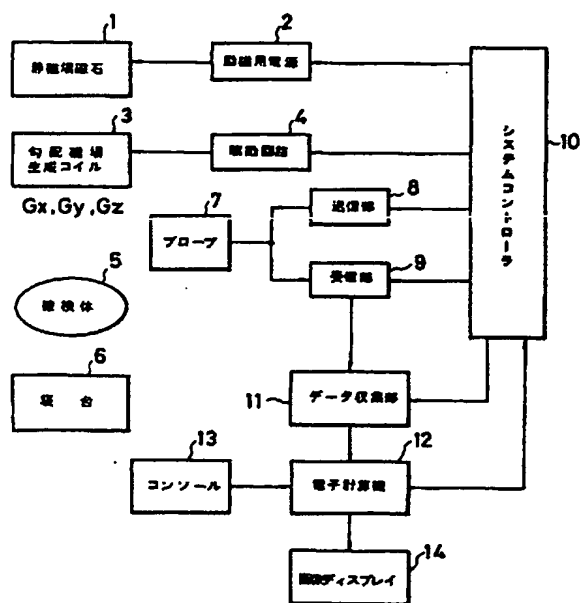
さらに、本発明で用いるパルスシーケンスはエコープラナー法に限らず、読出し用勾配磁場をスイッチングさせて印加する高速イメージングのパルスシーケンスであればよい。

【発明の効果】

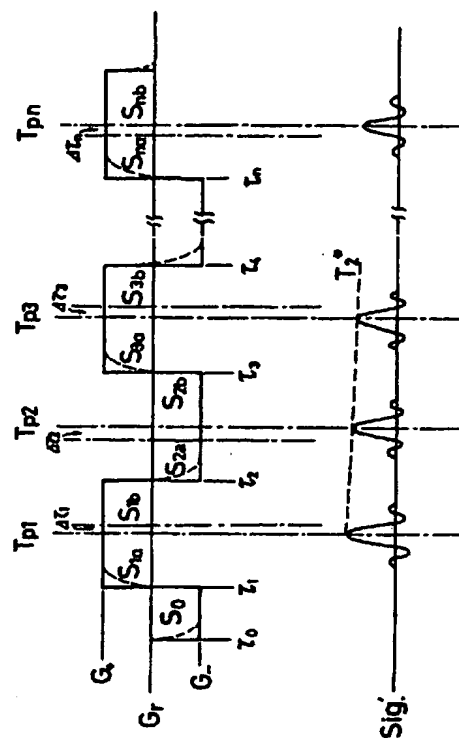
本発明によれば、位相エンコード用勾配磁場を

1…静磁場磁石、2…励磁用電源、3…勾配磁場生成コイル、4…駆動回路、5…被検体、6…寝台、7…プローブ、8…送信部、9…受信部、10…システムコントローラ、11…データ収集部、12…電子計算機、13…コンソール、14…画像ディスプレイ。

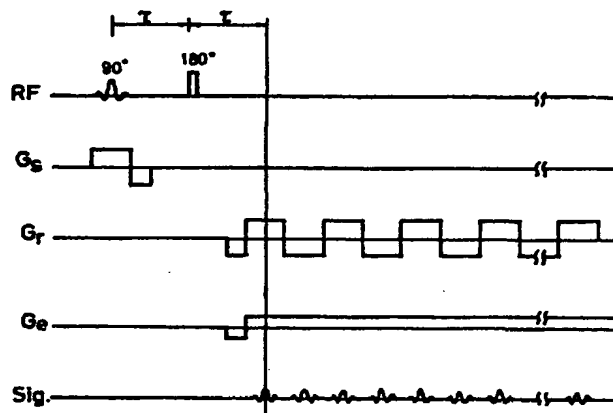
出版人代理人 弁理士 鈴江武彦



第 1 図



第 2 図



第 3 図